

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 10-239517

(43)Date of publication of application : 11.09.1998

(51)Int.Cl. G02B 5/22
 A61B 1/00
 G02B 5/28
 G02B 23/24

(21)Application number : 09-048152

(71)Applicant : ASAHI OPTICAL CO LTD

(22)Date of filing : 03.03.1997

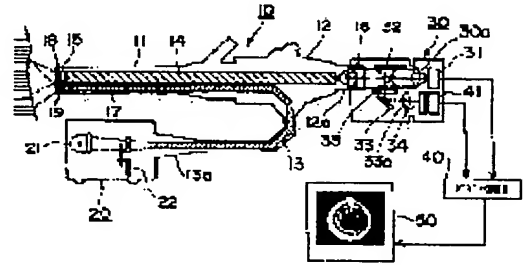
(72)Inventor : UTSUI TETSUYA

(54) OPTICAL FILTER, AND FLUORESCENT OBSERVATION ENDOSCOPE DEVICE

(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To transmit only a light in an appropriate wavelength area even in the case of reducing the number of layers in a film formed on a substrate by forming a wavelength selective transmission film on at least one face of color glass forming the substrate.

SOLUTION: In an image pickup part 30 of the fluorescent observation endoscope device, a fluorescent filter 35 transmits only a fluorescent component out of light incoming from an eyepiece 16 through a detachable reflecting mirror 32. The fluorescent filter 35 has vapor-deposited films (equivalent to a wavelength selective transmission film layer) formed on both faces of color plate glass forming a substrate that does not transmit light in a shorter wavelength area than light of about 400nm. This vapor-deposited film is composed of a vapor-deposited film of 50 layers with a film thickness of 175nm formed by vapor-depositing material with a reflective index of 2.249 and material with a reflective index of 1.489 alternately on one face of the substrate, for instance, and a vapor-deposited film of 47 layers with a film thickness of 113nm formed by vapor-depositing material with a reflective index of 2.249 and material with a reflective index of 1.489 alternately on the other face of the substrate.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of extinction of right]

BEST AVAILABLE COPY

Copyright (C); 1998,2003 Japan Patent Office

* NOTICES *

Japan Patent Office is not responsible for any damages caused by the use of this translation.

- 1.This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
- 2.*** shows the word which can not be translated.
- 3.In the drawings, any words are not translated.

CLAIMS

[Claim(s)]

[Claim 1] The light filter characterized by the bird clapper from the wavelength-selection transparency membrane layer which is the light filter which makes only the light of a predetermined wavelength field penetrate, and is formed at least in one side of the colored glass which makes a substrate, and the aforementioned colored glass.

[Claim 2] The light filter according to claim 1 with which light of the aforementioned predetermined wavelength field is characterized by being the light of a 480nm - 590nm wavelength field.

[Claim 3] The light filter according to claim 1 with which the aforementioned colored glass is characterized by having the property which does not penetrate light with a wavelength of less than 400nm.

[Claim 4] It is arranged in the lighting optical path between the body tissues which serve as a light source lamp which is characterized by providing the following, and which is made to generate lighting light, and a photographic subject. It is arranged in the observation optical path between the observation sections for observing the filter for excitation light which penetrates only the excitation light of wavelength which generates fluorescence from the aforementioned body tissue among the aforementioned lighting light, and the aforementioned body tissue and its image. Fluorescence observation endoscope equipment which has the filter for fluorescence which shades the aforementioned excitation light and penetrates the aforementioned fluorescence Colored glass to which the aforementioned filter for excitation light and/or the aforementioned filter for fluorescence make a substrate The wavelength-selection transparency membrane layer formed at least in one side of the aforementioned colored glass

[Translation done.]

* NOTICES *

Japan Patent Office is not responsible for any damages caused by the use of this translation.

1. This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
2. *** shows the word which can not be translated.
3. In the drawings, any words are not translated.

DETAILED DESCRIPTION

[Detailed Description of the Invention]

[0001]

[The technical field to which invention belongs] this invention relates to the light filter which makes only the light of a predetermined wavelength field penetrate, and the fluorescence observation endoscope equipment using the light filter.

[0002]

[Description of the Prior Art] Generally, fluorescence observation endoscope equipment consists of lighting optical system for irradiating the excitation light of specific wavelength at the body tissue as a photographic subject, and observation optical system for observing the fluorescence emitted from the body tissue excited by this excitation light. This lighting optical system is equipped with the light source lamp and the filter for excitation light which penetrates only excitation light among the lighting light injected from this light source lamp. Moreover, observation optical system is equipped with the filter for fluorescence which penetrates only the fluorescence generated from a body tissue and is led to the observation section while cutting excitation light. The fluorescence emitted from a body tissue is compared with excitation light, and is a very feeble light. Therefore, in order to prevent the invasion of the excitation light by the side of the observation section from which fluorescence observation becomes difficult in production with the above-mentioned filter for excitation light and the above-mentioned filter for fluorescence, it is necessary to produce both filters so that the transmitted wave length field of the filter for excitation light and the transmitted wave length fields of the filter for fluorescence may not overlap.

[0003] The conventional filter for excitation light and the conventional filter for fluorescence were produced by forming a vacuum evaporatio film in the heat-resistant white-board glass which makes a substrate. for example, the filter for fluorescence was produced by forming the vacuum evaporatio film which consists of a film on which two kinds of several said layers matter which the white-board glass substrate boiled on the other hand, and was described above was put mostly by turns while forming the vacuum evaporatio film which consists of a film which put by turns about 50 layers of two kinds of matter which has a mutually different refractive index on one side of a white-board glass substrate. Moreover, it was produced when the filter for excitation light also formed a vacuum evaporatio film for two matter with which refractive indexes differ to both sides of a white-board glass substrate in piles by turns, respectively.

[0004]

[Problem(s) to be Solved by the Invention] However, there were the following problems in the conventional filter for excitation light and the conventional filter for fluorescence. Drawing 5 is a graph which shows the part light-transmission property of the filter for excitation light produced by the method mentioned above, and the filter for fluorescence. As shown in drawing 5, the filter for excitation light penetrates only the light of a wavelength field shorter than about 460nm light. On the other hand, the filter for fluorescence will also penetrate the light of a wavelength field shorter than about 370nm [besides the light of a 480nm - about 585nm wavelength field] light.

[0005] Thus, the light of a wavelength field shorter than the about 370nm light which penetrated the filter for excitation light had also made the conventional filter for fluorescence penetrate. That is, it had had the field where the transparency field of the filter for excitation light and the transmitted wave length fields of the filter for fluorescence overlap. Therefore, when it was used for the fluorescence observation endoscope equipment which mentioned above these filters for excitation light, and the filter for fluorescence, the excitation light irradiated by the body tissue penetrated the filter for fluorescence, it invaded into the observation section side, and there was a possibility that fluorescence observation might become difficult.

[0006] If it forms by the number of layers with more 20-30 layers than the number of layers which described above the vacuum evaporatio film of for example, the filter for fluorescence, since the transmitted wave length field of the filter for fluorescence can be made into a 480nm - about 585nm wavelength field, this problem is avoidable. However, when the number of layers of a vacuum evaporatio film was made [many] not much, the routing accompanying vacuum evaporatio film formation increased, cost went up, and also there was a possibility that possibility that in accordance with time a vacuum evaporatio film will exfoliate from the substrate of the filter for fluorescence, and the filter for fluorescence will spoil a function might become high.

[0007] Let it be a technical problem to offer the fluorescence observation endoscope equipment which this invention can be made in view of the above-mentioned problem, can compare with a light filter with possible making only the light of a proper wavelength field penetrate even if it lessens the number of layers of the film formed in a substrate at the former, and can perform fluorescence observation of a body tissue proper.

[0008]

[Means for Solving the Problem] The following composition is used for this invention in order to solve the above-mentioned problem. That is, invention of a claim 1 is a light filter which makes only the light of a predetermined wavelength field penetrate, and is characterized by the bird clapper from the wavelength-selection transparency film formed at least in one side of the colored glass which makes a substrate, and the aforementioned colored glass.

[0009] Since according to invention of a claim 1 it is constituted when a light filter forms a wavelength-selection transparency membrane layer at least in one side of colored glass which makes a substrate, it can compare, when using white-board glass as a substrate, and the part light-transmission property of the grade which is the stage of colored glass can be given. For this reason, the number of layers of the wavelength-selection transparency membrane layer formed in colored glass can be lessened.

[0010] The light of the aforementioned predetermined wavelength field is good here also as a light of a 480nm - 590nm wavelength field (claim 2). However, the part light-transmission property of a light filter can be suitably set up according to the use of a light filter.

[0011] Moreover, you may constitute colored glass so that it may have the property which does not penetrate the light of a less than 400nm wavelength field (claim 3). However, the part light-transmission property of colored glass is not asked as long as a light filter will be in the state of holding a proper part light-transmission property, by forming a wavelength-selection transparency membrane layer in colored glass.

[0012] Moreover, the wavelength-selection transparency membrane layer may be formed with the single matter, and may be formed by two or more matter. Moreover, the formation method of a wavelength-selection transparency membrane layer is not asked as long as the light filter which has a proper part light-transmission property by this membrane layer formation is producible. For example, a wavelength-selection transparency membrane layer may be formed by vacuum evaporation, may be formed by sputtering, and may be formed by dip coating.

[0013] Invention of a claim 4 is arranged in the lighting optical path between the body tissues which serve as a light source lamp made to generate lighting light and a photographic subject. It is arranged in the observation optical path between the observation sections for observing the filter for excitation light which penetrates only the excitation light of wavelength which generates fluorescence from the aforementioned body tissue among the aforementioned lighting light, and the aforementioned body tissue and its image. It is fluorescence observation endoscope equipment which has the filter for fluorescence which shades the aforementioned excitation light and penetrates the aforementioned fluorescence. This fluorescence observation endoscope equipment is characterized by the bird clapper from the wavelength-selection transparency membrane layer by which the filter for excitation light and/or the aforementioned filter for fluorescence are formed at least in one side of the colored glass which makes a substrate, and the aforementioned colored glass.

[0014]

[Embodiments of the Invention] Hereafter, the gestalt of operation of this invention is explained with reference to a drawing.

[Composition of fluorescence observation endoscope equipment] First, the fluorescence observation endoscope equipment by this operation gestalt is explained. Drawing 1 is the whole fluorescence observation endoscope equipment block diagram. In drawing 1, the profile of the fluorescence observation endoscope equipment is carried out, it consists of an endoscope 10, the light source section 20, and the image pck-up section 30, and the monitor 50 is connected to the image pck-up section 30 through the video transfer device 40.

[0015] The endoscope 10 is equipped with the insertion section 11 in which a nose of cam makes the point of an endoscope 10, the control unit 12 by which the end was connected with the end face of the insertion section 11, and the light guide interconnecting tube 13 which extends from the peripheral face of a control unit 12. Eye contacting part 12a which connects an endoscope 10 and the image pck-up section 30 is prepared in the other end of this control unit 12. Moreover, connector 13a which connects an endoscope 10 and the light source section 20 is prepared in the end of the light guide interconnecting tube 13.

[0016] In the endoscope 10, the other end of a control unit 12 is covered from the nose of cam of the insertion section 11, and the image-guide fiber bundle (henceforth "IGFB") 14 is arranged. Moreover, at the nose of cam of the insertion section 11, an observation port 18 and the object optical system 15 as which the light which penetrated the observation port 18 is completed as a photographic subject's image in the incidence end face of IGFB14 are arranged.

[0017] Moreover, in eye contacting part 12a, the ocular 16 for observing the image injected from the injection end face of IGFB14 is arranged. However, when this ocular 16 connects the image pck-up section 30 to eye contacting part 12a, it moves to the position of ZERODIOPUTORI and carries out image formation of the image of the injection end face of IGFB14 by image formation optical-system 30a within the image pck-up section 30. Therefore, by the object optical system 15, image formation of the light which penetrated the observation port 18 is carried out as a photographic subject's image, it is transmitted to eye contacting part 12a through IGFB14, and is introduced into the image pck-up section 30 through an ocular 16.

[0018] Moreover, in the endoscope 10, the point of an endoscope 10 is covered from the end of connector 13a, and the light guide fiber bundle (henceforth "LGFB") 17 is arranged. The incidence end face of this LGFB17 is arranged towards the inside of the light source section 20 by connecting connector 13a to the light source section 20. On the other hand, the injection end face of LGFB17 is arranged in parallel with the object optical system 15 mentioned above. The luminous-intensity-distribution lens 19 is arranged ahead of the injection end face of this LGFB15. This luminous-intensity-distribution lens 19 extends the diameter of the flux of light of the lighting light from the injection end face of LGFB15, and illuminates the range of a photographic subject (image pck-up range) by which image formation is carried out to the incidence end face of IGFB14 with the object optical system 15.

[0019] The light source lamp 21 which used the xenon lamp is arranged in the position which counters the incidence end face of LGFB17 in the light source section 20. This light source lamp 21 emits the white light as a lighting light. With the reflecting mirror arranged back [the], it converges on the incidence end face of LGFB17, and incidence of the lighting light emitted from this light source lamp 21 is carried out.

[0020] The filter 22 for excitation light which penetrates the excitation light component (component with a wavelength of 380nm - 460nm) of fluorescence among the light emitted from the light source lamp 21 is arranged free [insertion and detachment] to the lighting optical path by the solenoid which is not illustrated at the lighting optical path between the light source lamp 21 and the incidence end face of LGFB17. That is, at the time of observation, it usually evacuates out of a lighting optical path, and the filter 22 for excitation light is inserted into a lighting optical path at the time of fluorescence observation. Incidence only of the excitation light is carried out to the incidence end face of LGFB17 at the time of fluorescence observation as a lighting light by this. When the body tissue from which this excitation light serves as a photographic subject irradiates, the fluorescence of a 480nm - about 600nm wavelength field is emitted from a body tissue.

[0021] In the image pck-up section 30, CCD camera 31 for observation is usually arranged at the position as for which the flux of light of image formation optical-system 30a carries out image formation. A photographic subject's usual observation image by which image formation was carried out with the ocular 16 is introduced into this CCD camera 31. Moreover, CCD camera 41 for fluorescence observation is arranged in the position parallel to CCD camera 31. These CCD cameras 31 and CCD cameras 41 are connected to the video transfer device 40, respectively.

[0022] Usually, between CCD camera 31 for observation, and the ocular 16, the reflective mirror 32 which bends the optical axis of an ocular 16 is installed free [insertion and detachment] by being inserted on the optical axis of an ocular 16. It is in the state where it usually evacuated from the optical path of the light which it is injected from an ocular 16 and carries out incidence to CCD camera 31 at the time of observation, predetermined angle-rotation-crosses at the angle of 45 degrees to the optical axis of an ocular 16 centering on the rotation shaft prepared in the edge by the side of an ocular 16 at the time of fluorescence observation, and this reflective mirror 32 bends the optical axis of an

- ocular 16 at the angle of 90 degrees.
- [0023] On the optical axis of the light bent by the reflective mirror 32, the filter 35 for fluorescence is arranged in the state of crossing perpendicularly to the optical axis. This filter 35 for fluorescence makes only a fluorescence component penetrate among the light bent by the reflective mirror 32.
- [0024] Moreover, on the optical path of the light which penetrated the filter 35 for fluorescence, the reflective mirror 33 is arranged in the state of making the angle of 45 degrees to the optical axis of the light which penetrated the filter 35 for fluorescence. On the optical path of the light reflected by this reflective mirror 33, the image intensifier (henceforth "I-I") 34 which amplifies sharply the luminosity of the image which carried out image formation of the flux of light from an ocular 16 by image formation optical-system 33a is installed. The image by the fluorescence of the photographic subject with which the luminosity was amplified by this I-I34 is transmitted as a fluorescence observation image to CCD camera 41 for fluorescence observation arranged at the injection side of I-I34 by the image formation optical system which has been arranged between I-I34 and CCD camera 41 and which is not illustrated.
- [0025] By image formation optical-system 30a, CCD camera 31 picturizes the usual observation image by which image formation was carried out, generates a video signal, and outputs this video signal to the video transfer device 40. Moreover, CCD camera 41 picturizes the fluorescence observation image transmitted from the image formation optical system which is not illustrated, generates a video signal, and outputs this video signal to the video signal transfer device 40.
- [0026] The video transfer device 40 chooses either of the video signal inputted from CCD camera 31, and the video signal inputted from CCD camera 41, and transmits it to a monitor 50. A monitor 50 displays a photographic subject's picture (the usual observation image of a body tissue, or fluorescence observation image of a body tissue) on the screen based on the video signal inputted from the video transfer device 40.
- [Composition of a light filter] Next, the composition of the light filter 22 in fluorescence observation endoscope equipment, i.e., the filter for excitation light, and the filter 35 for fluorescence is explained.
- [0027] The filter 22 for excitation light consists of white-board glass which makes a substrate, and a vacuum evaporation film formed in both sides of this white-board glass. The filters 35 for fluorescence differ in the filter 22 for excitation light, and consist of color sheet glass (equivalent to colored glass) which makes a substrate, and a vacuum evaporation film (equivalent to a wavelength-selection transparency membrane layer) formed in both sides of this color sheet glass. The coloring matter glass of the tabular which does not penetrate the light of a wavelength field shorter than about 400nm light at all is used for color sheet glass.
- [0028] Specifically, the color sheet glass of "Hoya L-42" by Hoya Corp. is used for the filter 35 for fluorescence as a substrate. This color sheet glass has the part light-transmission property which does not penetrate the light of a wavelength field shorter than about 410nm light at all, as shown in drawing 2. moreover, the vacuum evaporation film of the filter 35 for fluorescence consists of a vacuum evaporation film of 175nm of thickness formed in one side of a substrate, and a vacuum evaporation film of 113nm of thickness which the substrate was alike on the other hand, and was formed. The vacuum evaporation film formed in one side of a substrate consists of a film of 50 layers formed by carrying out the vacuum evaporation of the matter of a refractive index 2.249, and the matter of a refractive index 1.489 by turns. moreover, the vacuum evaporation film which the substrate was alike on the other hand, and was formed consists of a film of 47 layers formed by carrying out the vacuum evaporation of the matter of a refractive index 2.249, and the matter of a refractive index 1.489 by turns.
- [0029] Drawing 3 is a graph which shows the part light-transmission property of the filter 22 for excitation light, and the filter 35 for fluorescence. As shown in drawing 3, the filter 22 for excitation light penetrates only the light of a wavelength field shorter than about 460nm light. On the other hand, the filter 35 for fluorescence penetrates only the light of a 480nm - about 585nm wavelength field. Thus, the filter 22 for excitation light and the filter 35 for fluorescence have the composition that mutual transmitted wave length fields do not overlap at all. That is, the filter 35 for fluorescence has composition which penetrates only the light of the wavelength field of the fluorescence emitted by the living body, while shading completely the light which penetrated the filter 22 for excitation light.
- [Operation of fluorescence observation endoscope equipment] Next, operation of fluorescence observation endoscope equipment is explained. As a premise of operation, the point (nose of cam of the insertion section 11) of an endoscope 10 shall be inserted in the living body, and it shall be arranged near the body tissue which should observe, and the power supply of the light source section 20 of fluorescence observation endoscope equipment, the image pck-up section 30, the video transfer device 40, and a monitor 50 shall be switched on.
- [0030] Operation of the fluorescence observation endoscope equipment at the time of observation is usually explained to the beginning. Usually, when observing, the filter 22 for excitation light of the light source section 20 is made into the state where it evacuated out of the lighting optical path of the light source lamp 21. Moreover, it considers as the state where it evacuated, from the optical path of the light which the reflective mirror 32 of the image pck-up section 30 is injected from an ocular 16, and carries out incidence to CCD camera 31.
- [0031] If lighting light (white light) is emitted from the light source lamp 21 by powering on of the light source section 20, the lighting light will be irradiated through LGFB17 and the luminous-intensity-distribution lens 19 by him at a body tissue. Then, an observation port 18 is penetrated, by the object optical system 15, image formation of the reflected light from a body tissue is usually carried out as an observation image, and it is introduced in the image pck-up section 30 through IGFB14, an ocular 16, and image formation optical-system 30a. Within the image pck-up section 30, the usual observation image in which image formation was carried out by image formation optical-system 30a is usually picturized by CCD camera 31 for observation, is changed into a video signal, and is outputted to the video transfer device 40. This video signal is transmitted to a monitor 50 with the video transfer device 40. And a living body's usual observation image is displayed on the screen of a monitor 50.
- [0032] Next, operation of the fluorescence observation endoscope equipment at the time of fluorescence observation is explained. When performing fluorescence observation, the filter 22 for excitation light of the light source section 20 is made into the state where it was inserted in the lighting optical path of the light source lamp 21. Moreover, the reflective mirror 32 of the image pck-up section 30 is made into the state of crossing at the angle of 45 degrees to the optical axis of an ocular 16.
- [0033] If lighting light (white light) is emitted from the light source lamp 21 by powering on of the light source section 20, the lighting light will be irradiated by him by the filter 22 for excitation light. Then, the filter 22 for excitation light makes only the light (excitation light) of the wavelength field shorter than about 460nm light among the white lights penetrate. Incidence of this excitation light is carried out to the incidence end face of LGFB13, and it is irradiated by the body tissue through the luminous-intensity-distribution lens 19 through the inside of LGFB17. The fluorescence of a 480nm -

about 600nm wavelength field is emitted from a body tissue by this.

[0034] At this time, the fluorescence emitted from the body tissue and the reflected light of the excitation light irradiated to the body tissue will be in the state of carrying out incidence at an observation port 18. That is, by the object optical system 15, image formation of the image of a body tissue which consists of excitation light and fluorescence is carried out, and it is transmitted to eye contacting part 12a through IGFB14. And the light injected from each point of the injection end face of IGFB14 is introduced into the image pick-up section 30 through an ocular 16.

[0035] Within the image pick-up section 30, it is reflected by the reflective mirror 32 and incidence of the light injected from the ocular 16 is carried out to the filter 35 for fluorescence. The filter 35 for fluorescence makes only the light of a 480nm - about 585nm wavelength field penetrate among the light which carried out incidence. That is, an excitation light component is removed. Then, it is reflected by the reflective mirror 33 and the fluorescence observation image image formation was carried out [the image] by image formation optical-system 33a carries out incidence of the light which penetrated the filter 35 for fluorescence, i.e., the fluorescence, to the plane of incidence of I-134. Within I-134, the fluorescence observation image formed of image formation optical-system 33a is amplified, and is transmitted to CCD camera 41 for fluorescence observation through the image formation optical system which is not illustrated.

[0036] The fluorescence observation image transmitted to CCD camera 41 is picturized by this CCD camera 41, is changed into a video signal, and is outputted to the video transfer device 40. The video transfer device 40 transmits the video signal inputted from CCD camera 41 to a monitor 50. A monitor 50 displays a living body's fluorescence observation image on the screen based on the inputted video signal.

[0037] Since the fluorescence observation image displayed on a monitor 50 at this time consists of only fluorescence components in the 480nm - about 585nm wavelength field which penetrated the filter 35 for fluorescence and does not contain the excitation light component at all, it is a bright clear image. Therefore, the observer of a monitor 50 can diagnose the existence of a living body's disease etc. proper.

[Effect of an operation form] Since according to this operation form it is produced when the fluorescence filter 35 forms a vacuum evaporatio film in a color sheet glass substrate, light of a wavelength field shorter than the light which is about 480nm which the conventional filter for fluorescence (refer to drawing 4) makes penetrate is not made to completely penetrate. Therefore, the filter 35 for fluorescence can shade completely the excitation light which penetrated the filter 22 for excitation light, and can make only the fluorescence emitted from a living body penetrate. Therefore, the fluorescence observation endoscope equipment by this operation form can display on the screen of a monitor 50 the proper fluorescence observation image which consists only of a fluorescence component.

[0038] Moreover, the filter 35 for fluorescence by this operation form is produced using the color sheet glass which has a part light-transmission property near the part light-transmission property which the completed filter for fluorescence should have. For this reason, the light (refer to drawing 4) of wavelength shorter than the about 370nm light made to penetrate when the filter for fluorescence was produced using a white-board glass substrate can be shaded completely. For this reason, only the number of layers required in order to make rapid the standup of the part light-transmission property of the filter 35 for fluorescence is sufficient for the number of layers of a vacuum evaporatio film. That is, a vacuum evaporatio film can be formed by the few number of layers. Therefore, the increase in a routing and the rise of cost concerning vacuum evaporatio film formation can be suppressed. Moreover, possibility that a vacuum evaporatio film will exfoliate from the substrate of the filter for fluorescence can also be stopped.

[0039] In addition, although the color sheet glass of "Hoya L-42" was used for the substrate of the filter 35 for fluorescence of this operation form, "Y-44" by Hoya Corp. and "Y-46" may be used for color sheet glass. The part light-transmission property of these color sheet glass of "Y-44" and "Y-46" is shown in drawing 4 . However, in producing the filter 35 for fluorescence using "Y-44" or "Y-46", according to a light-transmission property, it forms a vacuum evaporatio film that much.

[0040] Moreover, with this operation form, although the filter 35 for fluorescence of fluorescence observation endoscope equipment was explained, the light filter by this invention is not restricted to this operation form. For example, it may be produced when the filter 22 for excitation light forms a vacuum evaporatio film in color sheet glass. In this case, it is more desirable than about 460nm light as a colored-glass substrate to use the color sheet glass which does not penetrate the light of a long wave length field. In addition, the light filter of this invention can be carried out widely as the light filter which constitutes an optical instrument, a band pass filter, etc.

[0041] Moreover, the transmitted wave length field of a light filter can be suitably set up according to the use of a light filter. Moreover, as long as the completed light filter becomes what has the part light-transmission property meant before the production, the number of layers of the part light-transmission property of a color sheet glass substrate and the quality of the material of a vacuum evaporatio film, a kind, and a film etc. can be set up suitably. Moreover, the light filter could be produced by forming a vacuum evaporatio film only in one side of colored glass.

[0042]

[Effect of the Invention] Even if it lessens the number of layers of the film formed in a substrate, only the light of a proper wavelength field can be made to penetrate according to the light filter by this invention. Moreover, according to the fluorescence observation endoscope equipment by this invention, it can compare with the former and fluorescence observation of a body tissue can be performed proper.

[Translation done.]

* * NOTICES *

Japan Patent Office is not responsible for any damages caused by the use of this translation.

1. This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
2. **** shows the word which can not be translated.
3. In the drawings, any words are not translated.

DESCRIPTION OF DRAWINGS

[Brief Description of the Drawings]

[Drawing 1] The whole fluorescence observation endoscope equipment block diagram by this operation gestalt

[Drawing 2] The graph which shows the part light-transmission property of the color sheet glass which constitutes the filter for fluorescence shown in drawing 1

[Drawing 3] The graph which shows the part light-transmission property of the filter for excitation light shown in drawing 1, and the filter for fluorescence

[Drawing 4] The graph which shows the part light-transmission property of color sheet glass of making the modification of this operation gestalt

[Drawing 5] The graph which shows the part light-transmission property of the conventional filter for excitation light, and the filter for fluorescence

[Description of Notations]

18 Filter for Fluorescence

22 Filter for Excitation Light

[Translation done.]

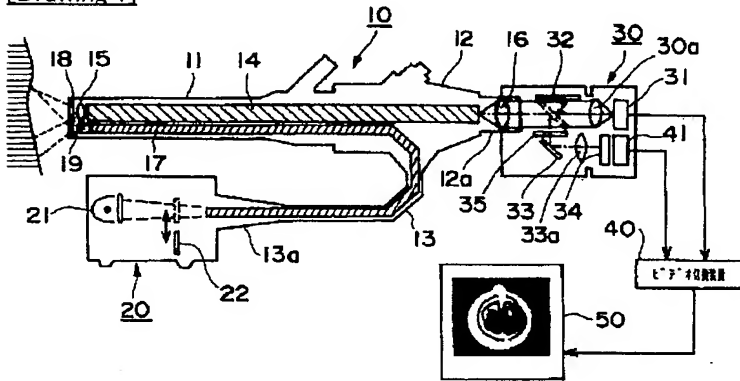
* NOTICES *

Japan Patent Office is not responsible for any damages caused by the use of this translation.

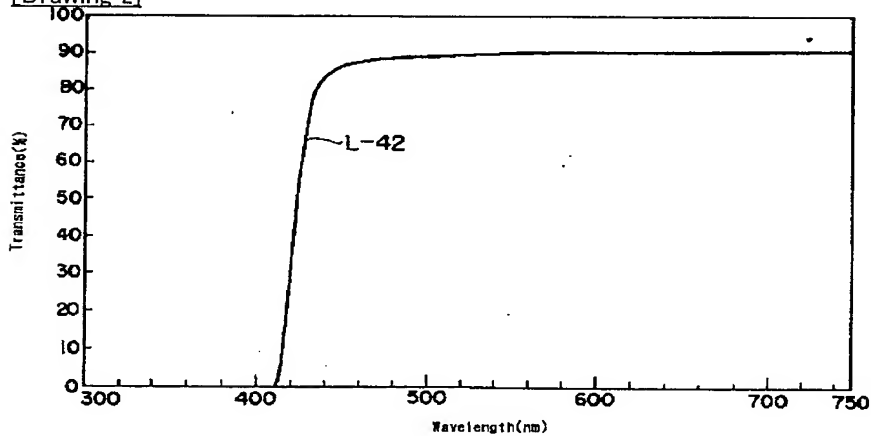
- 1.This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
- 2.*** shows the word which can not be translated.
- 3.In the drawings, any words are not translated.

DRAWINGS

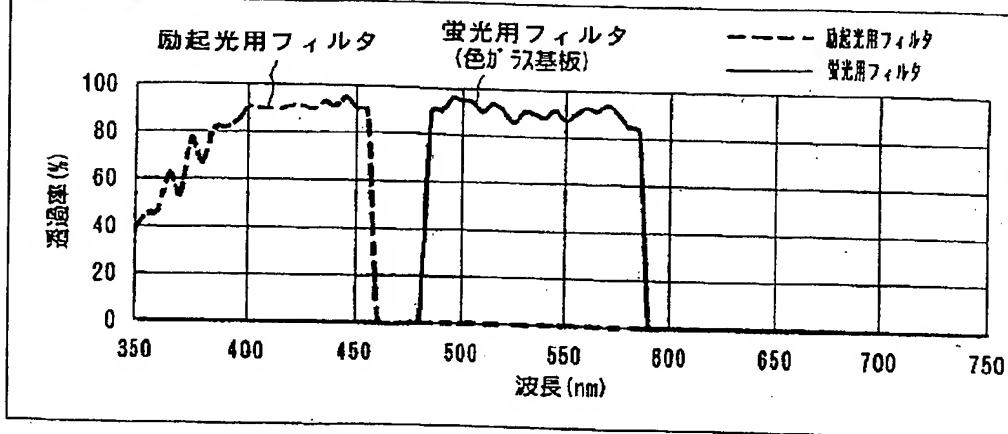
[Drawing 1]



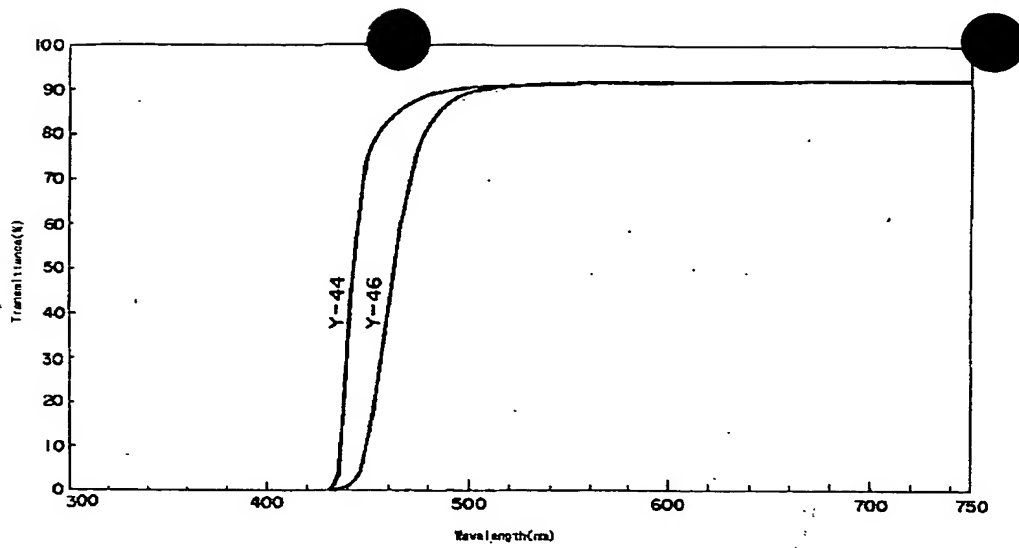
[Drawing 2]



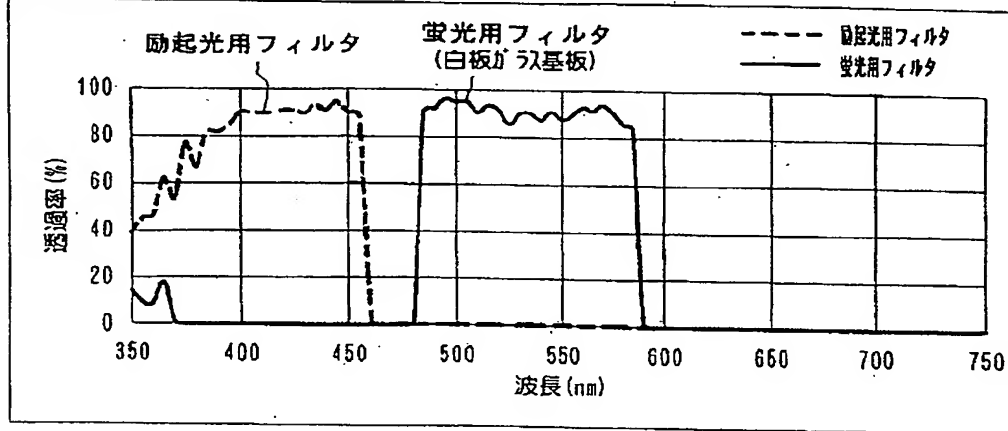
[Drawing 3]



[Drawing 4]



[Drawing 5]



[Translation done.]

THIS PAGE BLANK (USPTO)

【書誌+要約+請求の範囲】

(19)【発行国】日本国特許庁(JP)
 (12)【公報種別】公開特許公報(A)
 (11)【公開番号】特開平10-239517
 (43)【公開日】平成10年(1998)9月11日
 (54)【発明の名称】光学フィルタ及び蛍光観察内視鏡装置
 (51)【国際特許分類第6版】

G02B 5/22
 A61B 1/00 300
 G02B 5/28
 23/24

【FI】

G02B 5/22
 A61B 1/00 300 T
 G02B 5/28
 23/24 A

【審査請求】未請求

【請求項の数】4

【出願形態】OL

【全頁数】7

(21)【出願番号】特願平9-48152

(22)【出願日】平成9年(1997)3月3日

(71)【出願人】

【識別番号】000000527

【氏名又は名称】旭光学工業株式会社

【住所又は居所】東京都板橋区前野町2丁目36番9号

(72)【発明者】

【氏名】宇津井 哲也

【住所又は居所】東京都板橋区前野町2丁目36番9号 旭光学工業株式会社内

(74)【代理人】

【弁理士】

【氏名又は名称】遠山 勉(外4名)

(57)【要約】

【課題】基板に形成する膜層を少なくとも適正な波長領域の光のみを透過させる光学フィルタを提供すること。

【解決手段】本発明による蛍光用フィルタ35は、400nm程度の光より短い波長領域の光を透過しない色ガラス基板の両面に蒸着膜を形成することによって作製されている。このため、従来の白板ガラス基板を用いた蛍光用フィルタが透過してしまう370nmの光より短い波長領域の光を遮光できる。従って、蛍光用フィルタ35を使用した蛍光観察内視鏡装置では、蛍光用フィルタ35が撮像部30に導入された光のうち蛍光成分のみを透過し励起光成分を遮光する。従って、蛍光成分のみからなる生体の像がCCDカメラ41によって撮像されるため、モニタ50には適正な生体の蛍光観察像が表示される。

【特許請求の範囲】

【請求項1】所定の波長領域の光のみを透過させる光学フィルタであって、基板をなす色ガラスと、前記色ガラスの少なくとも片面に形成される波長選択透過膜層とからなることを特徴とする光学フィルタ。

【請求項2】前記所定の波長領域の光が、480nm～590nmの波長領域の光であることを特徴とする請求項1記載の光学フィルタ。

【請求項3】前記色ガラスが、400nm未満の波長の光を透過しない特性を有することを特徴とする請求項1記載の光学フィルタ。

【請求項4】照明光を発生させる光源ランプと被写体となる生体組織の間の照明光路中に配置され、前記照明光のうち前記生体組織から蛍光を発生させる波長の励起光のみを透過する励起光用フィルタ、及び、前記生体組織とその像を観察するための観察部との間の観察光路中に配置され、前記励起光を遮光し且つ前記蛍光を透過する蛍光用フィルタとを有する蛍光観察内視鏡装置であって、前記励起光用フィルタ、及び／又は、前記蛍光用フィルタが、基板をなす色ガラスと、前記色ガラスの少なくとも片面に形成される波長選択透過膜層とからなることを特徴とする蛍光観察内視鏡装置。

THIS PAGE BLANK (USPTO)

詳細な説明

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、所定の波長領域の光のみを透過させる光学フィルタ、及びその光学フィルタを用いた蛍光観察内視鏡装置に関する。

【0002】

【従来の技術】一般に、蛍光観察内視鏡装置は、被写体としての生体組織に特定波長の励起光を照射するための照明光学系と、この励起光によって励起された生体組織から発する蛍光を観察するための観察光学系とから構成される。この照明光学系には、光源ランプと、この光源ランプから射出された照明光のうち励起光のみを透過する励起光用フィルタとが、備えられている。また、観察光学系には、励起光をカットするとともに生体組織から発生する蛍光のみを透過して観察部へ導く蛍光用フィルタが、備えられている。生体組織から発せられる蛍光は、励起光に比し極めて微弱な光である。従って、上記した励起光用フィルタと蛍光用フィルタとの作製にあたっては、蛍光観察が困難となる観察部側への励起光の侵入を防ぐために、励起光用フィルタの透過波長領域と蛍光用フィルタの透過波長領域とが重なり合わないよう両フィルタを作製する必要がある。

【0003】従来の励起光用フィルタ及び蛍光用フィルタは、基板をなす耐熱の白板ガラスに蒸着膜を形成することによって作製されていた。例えば、蛍光用フィルタは、白板ガラス基板の片面に互いに異なった屈折率を有する二種類の物質を交互に約50層重ねた膜からなる蒸着膜を形成するとともに、白板ガラス基板の他面に上記した二種類の物質を交互にほぼ同数層重ねた膜からなる蒸着膜を形成することによって、作製されていた。また、励起光用フィルタも、例えば、白板ガラス基板の両面に屈折率の異なる二つの物質を交互に重ねて蒸着膜をそれぞれ形成することによって、作製されていた。

【0004】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、従来の励起光用フィルタ及び蛍光用フィルタには、以下の問題があった。図5は、上述した方法によって作製された励起光用フィルタ及び蛍光用フィルタの分光透過特性を示すグラフである。図5に示されるように、励起光用フィルタは、460nm程度の光より短い波長領域の光のみを透過する。一方、蛍光用フィルタは、480nm～585nm程度の波長領域の光の他、370nm程度の光より短い波長領域の光をも透過してしまう。

【0005】このように、従来の蛍光用フィルタは、励起光用フィルタを透過した370nm程度の光より短い波長領域の光も透過させてしまっていた。すなわち、励起光用フィルタの透過領域と蛍光用フィルタの透過波長領域とが重なり合う領域を有してしまっていた。従って、これらの励起光用フィルタ及び蛍光用フィルタを上記した蛍光観察内視鏡装置に使用すると、生体組織に照射される励起光が蛍光用フィルタを透過して観察部側に侵入してしまい、蛍光観察が困難となるおそれがあった。

【0006】この問題は、例えば、蛍光用フィルタの蒸着膜を上記した層数よりも20～30層多い層数で形成すれば、蛍光用フィルタの透過波長領域を480nm～585nm程度の波長領域とすることができるので回避することはできる。しかしながら、あまり蒸着膜の層数を多くすると、蒸着膜形成に伴う作業工程が増加してコストが上昇してしまう他、時間経過によって蛍光用フィルタの基板から蒸着膜が剥離し蛍光用フィルタが機能を損なう可能性が高くなるおそれがあった。

【0007】本発明は上記問題に鑑みなされたものであり、基板に形成される膜の層数を少なくとも適正な波長領域の光のみを透過させることが可能な光学フィルタと、従来に比し適正に生体組織の蛍光観察を行うことができる蛍光観察内視鏡装置とを提供することを課題とする。

【0008】

【課題を解決するための手段】本発明は、上記した問題を解決するために以下の構成を採用する。すなわち、請求項1の発明は、所定の波長領域の光のみを透過させる光学フィルタであって、基板をなす色ガラスと、前記色ガラスの少なくとも片面に形成される波長選択透過膜とからなることを特徴とする。

【0009】請求項1の発明によると、光学フィルタが基板をなす色ガラスの少なくとも片面に波長選択透過膜層を形成することによって構成されているため、白板ガラスを基板とする場合に比し、色ガラスの段階である程度の分光透過特性を持たせることができる。このため、色ガラスに形成する波長選択透過膜層の層数を少なくすることができる。

【0010】ここに、前記所定の波長領域の光は、例えば、480nm～590nmの波長領域の光としても良い(請求項2)。但し、光学フィルタの分光透過特性は、光学フィルタの用途に応じて適宜設定可能である。

【0011】また、色ガラスは、例えば、400nm未満の波長領域の光を透過しない特性を有するように構成しても良い(請求項3)。但し、色ガラスの分光透過特性は、色ガラスに波長選択透過膜層を形成することによって光学フィルタが適正な分光透過特性を保有する状態となる限り、問わない。

【0012】また、波長選択透過膜層は、単一の物質によって形成されていてもよく、複数の物質で形成されていても良い。また、波長選択透過膜層の形成方法は、この膜層形成によって適正な分光透過特性を有する光学フィルタが作製できる限り、問わない。例えば、波長選択透過膜層は、蒸着によって形成しても良く、スパッタリングによって形成しても良く、浸漬法によって形成しても良い。

【0013】請求項4の発明は、照明光を発生させる光源ランプと被写体となる生体組織の間の照明光路中に配置され、前記照明光のうち前記生体組織から蛍光を発生させる波長の励起光のみを透過する励起光用フィルタ、及び、前記生体組織とその像を観察するための観察部との間の観察光路中に配置され、前記励起光を遮光し且つ前記蛍光を透過する蛍光用フィルタとを有する蛍光観察内視鏡装置である。この蛍光観察内視鏡装置は、その励起光用フィルタ、及び／又は、前記蛍光用フィルタが、基板をなす色ガラスと、前記色ガラスの少なくとも片面に形成される波長選択透過膜層とからなることを特徴とする。

【0014】

【発明の実施の形態】以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

【蛍光観察内視鏡装置の構成】最初に、本実施形態による蛍光観察内視鏡装置を説明する。図1は、蛍光観察内視鏡装置の全体構成図である。図1において、蛍光観察内視鏡装置は、大略して、内視鏡10と、光源部20と、撮像部30とから構成されており、撮像部30には、モニタ50が、ビデオ切替装置40を介して接続されている。

【0015】内視鏡10は、先端が内視鏡10の先端部をなす挿入部11と、挿入部11の基端にその一端が連結された操作部12と、操作部12の外周面から延出するライトガイド連結管13とを備えている。この操作部12の他端には、内視鏡10と撮像部30とを接続する接眼部12aが設けられている。また、ライトガイド連結管13の末端には、内視鏡10と光源部20とを接続するコネクタ13aが設けられている。

【0016】内視鏡10内には、挿入部11の先端から操作部12の他端に亘ってイメージガイドファイババンドル(以下、「IGFB」という。)14が配設されている。また、挿入部11の先端には、観察窓18と、観察窓18を透過した光をIGFB14の入射端面において被写体の像として収束させる対物光学系15とが配置されている。

【0017】また、接眼部12a内には、IGFB14の射出端面から射出された像を観察するための接眼レンズ16が配置されている。但し、この接眼レンズ16は、撮像部30を接眼部12aに接続した際に、ゼロディオプリーの位置に移動し、IGFB14の射出端面の像を撮像部30内で結像光学系30aによって結像させる。従って、観察窓18を透過した光は、対物光学系15によって被写体の像として結像され、IGFB14を通じて接眼部12aへ伝達され、接眼レンズ16を介して撮像部30に導入される。

【0018】また、内視鏡10内には、コネクタ13aの末端から内視鏡10の先端部に亘ってライトガイドファイババンドル(以下、「LGFB」という。)17が配設されている。このLGFB17の入射端面は、コネクタ13aが光源部20に接続されることによって、光源部20内に向けて配置されている。一方、LGFB17の射出端面は、上述した対物光学系15と平行に配置されている。このLGFB15の射出端面の前方には、配光レンズ19が配置されている。この配光レンズ19は、LGFB15の射出端面からの照明光の光束径を拡げ、対物光学系15によってIGFB14の入射端面に結像される被写体の範囲(撮像範囲)を照明する。

【0019】光源部20内のLGFB17の入射端面に対向する位置には、キセノンランプを用いた光源ランプ21が配置されている。この光源ランプ21は、白色光を照明光として発する。この光源ランプ21から発せられた照明光は、その背後に配置された反射鏡により、LGFB17の入射端面

THIS PAGE BLANK (USPTO)

に収束して入射されるようになっている。

【0020】光源ランプ21とLGFB17の入射面との間の照明光路には、光源ランプ21から発せられる光のうち、蛍光の励起光成分(波長380nm～460nmの成分)を透過する励起光用フィルタ22が、図示せぬソレノイドにより照明光路に対して挿脱自在に配置されている。すなわち、励起光用フィルタ22は、通常観察時には照明光路外に退避し、蛍光観察時には照明光路内に挿入される。これによって、蛍光観察時におけるLGFB17の入射端面には、励起光のみが照明光として入射される。この励起光が被写体となる生体組織に照射されることによって、生体組織から480nm～600nm程度の波長領域の蛍光が発せられる。

【0021】撮像部30内には、結像光学系30aの光束が結像する位置に、通常観察用のCCDカメラ31が配置されている。このCCDカメラ31には、接眼レンズ16によって結像された被写体の通常観察像が導入される。また、CCDカメラ31と平行な位置には、蛍光観察用のCCDカメラ41が配置されている。これらのCCDカメラ31及びCCDカメラ41は、ビデオ切替装置40にそれぞれ接続されている。

【0022】通常観察用のCCDカメラ31と接眼レンズ16の間には、接眼レンズ16の光軸上に挿入されることによって接眼レンズ16の光軸を折り曲げる反射ミラー32が、挿脱自在に設置されている。この反射ミラー32は、通常観察時には、接眼レンズ16から射出されてCCDカメラ31に入射する光の光路から退避した状態にあり、蛍光観察時には接眼レンズ16側の縁に設けられた回転軸を中心に所定の角度回転して、接眼レンズ16の光軸に対して45°の角度で交わり、接眼レンズ16の光軸を90°の角度で折り曲げる。

【0023】反射ミラー32によって折り曲げられた光の光軸上には、その光軸に対して垂直に交わる状態で、蛍光用フィルタ35が配置されている。この蛍光用フィルタ35は、反射ミラー32によって折り曲げられた光のうち、蛍光成分のみを透過させる。

【0024】また、蛍光用フィルタ35を透過した光の光路上には、蛍光用フィルタ35を透過した光の光軸に対して45°の角度をなす状態で、反射ミラー33が配置されている。この反射ミラー33によって反射された光の光路上には、接眼レンズ16からの光束を結像光学系33aによって結像した像の明るさを大幅に増幅するイメージンテンシファイア(以下、「I-I34」という。)34が、設置されている。このI-I34によって明るさが増幅された被写体の蛍光による像は、I-I34の射出側に配置された蛍光観察用のCCDカメラ41に対し、I-I34とCCDカメラ41との間に配置された図示せぬ結像光学系によって蛍光観察像として伝達される。

【0025】CCDカメラ31は、結像光学系30aによって結像された通常観察像を撮像してビデオ信号を生成し、このビデオ信号をビデオ切替装置40に対して出力する。また、CCDカメラ41は、図示せぬ結像光学系から伝達された蛍光観察像を撮像してビデオ信号を生成し、このビデオ信号をビデオ信号切替装置40に対して出力する。

【0026】ビデオ切替装置40は、CCDカメラ31から入力されたビデオ信号とCCDカメラ41から入力されたビデオ信号との何れか一方を選択してモニタ50に対して転送する。モニタ50は、ビデオ切替装置40から入力されたビデオ信号に基づいて、その画面に被写体の画像(生体組織の通常観察像又は生体組織の蛍光観察像)を表示させる。

【光学フィルタの構成】次に、蛍光観察内視鏡装置における光学フィルタ、すなわち、励起光用フィルタ22及び蛍光用フィルタ35の構成を説明する。

【0027】励起光用フィルタ22は、基板をなす白板ガラスと、この白板ガラスの両面に形成された蒸着膜とから構成されている。蛍光用フィルタ35は、励起光用フィルタ22とは異なり、基板をなす色板ガラス(色ガラスに相当)と、この色板ガラスの両面に形成された蒸着膜(波長選択透過膜に相当)とから構成されている。色板ガラスには、400nm程度の光より短い波長領域の光を全く透過しない板状の色素ガラスが用いられている。

【0028】具体的には、蛍光用フィルタ35には、基板としてホーヤ株式会社製の「ホーヤ L-42」の色板ガラスが用いられている。この色板ガラスは、図2に示されるように、410nm程度の光より短い波長領域の光を全く透過しない分光透過特性を有している。また、蛍光用フィルタ35の蒸着膜は、基板の片面に形成された膜厚175nmの蒸着膜と、基板の他面に形成された膜厚113nmの蒸着膜とから構成されている。基板の片面に形成された蒸着膜は、屈折率2.249の物質と屈折率1.489の物質とを交互に蒸着することによって形成された50層の膜からなる。また、基板の他面に形成された蒸着膜は、屈折率2.249の物質と屈折率1.489の物質とを交互に蒸着することによって形成された47層の膜からなる。

【0029】図3は、励起光用フィルタ22と蛍光用フィルタ35との分光透過特性を示すグラフである。図3に示されるように、励起光用フィルタ22は、460nm程度の光より短い波長領域の光のみを透過する。一方、蛍光用フィルタ35は、480nm～585nm程度の波長領域の光のみを透過する。このように、励起光用フィルタ22と蛍光用フィルタ35とは、互いの透過波長領域が全く重なり合わない構成となっている。すなわち、蛍光用フィルタ35が、励起光用フィルタ22を透過した光を完全に遮光するとともに、生体から発せられる蛍光の波長領域の光のみを透過する構成となっている。

【蛍光観察内視鏡装置の動作】次に、蛍光観察内視鏡装置の動作を説明する。動作の前提として、内視鏡10の先端部(挿入部11の先端)が生体内に挿入され、観察を行うべき生体組織の近傍に配置されており、且つ、蛍光観察内視鏡装置の光源部20、撮像部30、ビデオ切替装置40、及びモニタ50の電源が投入されているものとする。

【0030】最初に、通常観察時における蛍光観察内視鏡装置の動作を説明する。通常観察を行う場合には、光源部20の励起光用フィルタ22が光源ランプ21の照明光路外に退避した状態とされる。また、撮像部30の反射ミラー32が、接眼レンズ16から射出されてCCDカメラ31に入射する光の光路から、退避した状態とされる。

【0031】光源部20の電源投入によって、光源ランプ21から照明光(白色光)が発せられると、その照明光は、LGFB17、配光レンズ19を介して生体組織に照射される。すると、生体組織からの反射光が、観察窓18を透過し、対物光学系15によって通常観察像として結像され、IGFB14、接眼レンズ16、結像光学系30aを介して撮像部30内に導入される。撮像部30内では、結像光学系30aによって結像された通常観察像は、通常観察用のCCDカメラ31によって撮像され、ビデオ信号に変換され、ビデオ切替装置40に対して出力される。このビデオ信号は、ビデオ切替装置40によって、モニタ50に転送される。そして、モニタ50の画面には、生体の通常観察像が表示される。

【0032】次に、蛍光観察時における蛍光観察内視鏡装置の動作を説明する。蛍光観察を行う場合には、光源部20の励起光用フィルタ22が、光源ランプ21の照明光路に挿入された状態とされる。また、撮像部30の反射ミラー32が、接眼レンズ16の光軸に対して45°の角度で交わる状態とされる。

【0033】光源部20の電源投入によって、光源ランプ21から照明光(白色光)が発せられると、その照明光は、励起光用フィルタ22に照射される。すると、励起光用フィルタ22は、白色光のうち、460nm程度の光より短い波長領域の光(励起光)のみを透過させる。この励起光は、LGFB13の入射端面に入射し、LGFB17内を通じ、配光レンズ19を介して生体組織に照射される。これによって、生体組織から480nm～600nm程度の波長領域の蛍光が発せられる。

【0034】このとき、観察窓18には、生体組織から発せられた蛍光と、生体組織に対して照射された励起光の反射光とが入射する状態となる。すなわち、励起光と蛍光とからなる生体組織の像が対物光学系15によって結像され、IGFB14を通じて接眼部12aへ伝達される。そして、IGFB14の射出端面の各点から射出した光は、接眼レンズ16を介して撮像部30内へ導入される。

【0035】撮像部30内では、接眼レンズ16から射出された光は、反射ミラー32によって反射され、蛍光用フィルタ35に入射される。蛍光用フィルタ35は、入射した光のうち、480nm～585nm程度の波長領域の光のみを透過させる。すなわち、励起光成分を除去する。続いて、蛍光用フィルタ35を透過した光、すなわち蛍光は、反射ミラー33によって反射され、結像光学系33aによって結像された蛍光観察像がI-I34の入射面に入射する。I-I34内では、結像光学系33aによって形成された蛍光観察像は増幅され、図示せぬ結像光学系を介して蛍光観察用のCCDカメラ41に伝達される。

【0036】CCDカメラ41に伝達された蛍光観察像は、このCCDカメラ41によって撮像され、ビデオ信号に変換され、ビデオ切替装置40に対して出力される。ビデオ切替装置40は、CCDカメラ41から入力されたビデオ信号をモニタ50に対して転送する。モニタ50は、入力されたビデオ信号に基づいて、その画面に生体の蛍光観察像を表示させる。

【0037】このとき、モニタ50に表示される蛍光観察像は、蛍光用フィルタ35を透過した480nm～585nm程度の波長領域における蛍光成分のみで構成され、励起光成分を全く含んでいないため、明るく鮮明な像である。従って、モニタ50の観察者は、適正に生体の疾患の有無等を診断することができる。

【実施形態の効果】本実施形態によれば、蛍光フィルタ35が色板ガラス基板に蒸着膜を形成することによって作製されているため、従来の蛍光

THIS PAGE BLANK (USPTO)

用フィルタ(図4参照)が透過させてしまふ370nm程度の光より短い波長領域の光を全く透過させない。従って、蛍光用フィルタ35は、励起光用フィルタ22を透過した励起光を完全に遮光し、生体から発する蛍光のみ透過させることができる。従って、本実施形態による蛍光観察内視鏡装置は、モニタ50の画面に蛍光成分のみからなる適正な蛍光観察像を表示させることができる。

【0038】また、本実施形態による蛍光用フィルタ35は、完成した蛍光用フィルタが有すべき分光透過特性に近い分光透過特性を有する色板ガラスを用いて作製されている。このため、白板ガラス基板を用いて蛍光用フィルタを作製した場合に透過させてしまっていた370nm程度の光より短い波長の光(図4参照)を、完全に遮光することができる。このため、蒸着膜の層数は、蛍光用フィルタ35の分光透過特性の立ち上がりを急激にするために要する層数のみで足りる。すなわち、蒸着膜を少ない層数で形成することができる。従って、蒸着膜形成に係る作業工程の増加やコストの上昇を抑えることができる。また、蛍光用フィルタの基板から蒸着膜が剥離する可能性を抑えることもできる。

【0039】なお、本実施形態の蛍光用フィルタ35の基板には、「ホーヤ L-42」の色板ガラスを用いたが、色板ガラスには、ホーヤ株式会社製の「Y-44」や「Y-46」が使用されていても良い。これらの「Y-44」及び「Y-46」の色板ガラスの分光透過特性を図4に示す。但し、「Y-44」又は「Y-46」を使用して蛍光用フィルタ35を作製する場合には、その分光透過特性に応じて蒸着膜を形成する。

【0040】また、本実施形態では、蛍光観察内視鏡装置の蛍光用フィルタ35について説明したが、本発明による光学フィルタは、本実施形態に限られるものではない。例えば、励起光用フィルタ22が色板ガラスに蒸着膜を形成することによって作製されていても良い。この場合には、色ガラス基板として、例えば460nm程度の光より長い波長領域の光を透過しない色板ガラスを用いるのが好ましい。この他、本発明の光学フィルタは、光学機器を構成する光学フィルタ、バンドパスフィルタ等として広く実施可能である。

【0041】また、光学フィルタの透過波長領域は、光学フィルタの用途に応じて適宜設定可能である。また、完成した光学フィルタがその作製前に意図した分光透過特性を有するものとなる限り、色板ガラス基板の分光透過特性、及び蒸着膜の材質、種類、膜の層数等は、適宜設定することができる。また、光学フィルタは、蒸着膜を色ガラスの片面のみに形成することによって作製されたものでも良い。

【0042】

【発明の効果】本発明による光学フィルタによれば、基板に形成される膜の層数を少なくとも適正な波長領域の光のみを透過させることができる。また、本発明による蛍光観察内視鏡装置によれば、従来に比し適正に生体組織の蛍光観察を行うことができる。

THIS PAGE BLANK (USPTO)

図の説明

【図面の簡単な説明】

【図1】本実施形態による蛍光観察内視鏡装置の全体構成図

【図2】図1に示した蛍光用フィルタを構成する色板ガラスの分光透過特性を示すグラフ

【図3】図1に示した励起光用フィルタ及び蛍光用フィルタの分光透過特性を示すグラフ

【図4】本実施形態の変形例をなす色板ガラスの分光透過特性を示すグラフ

【図5】従来の励起光用フィルタ及び蛍光用フィルタの分光透過特性を示すグラフ

【符号の説明】

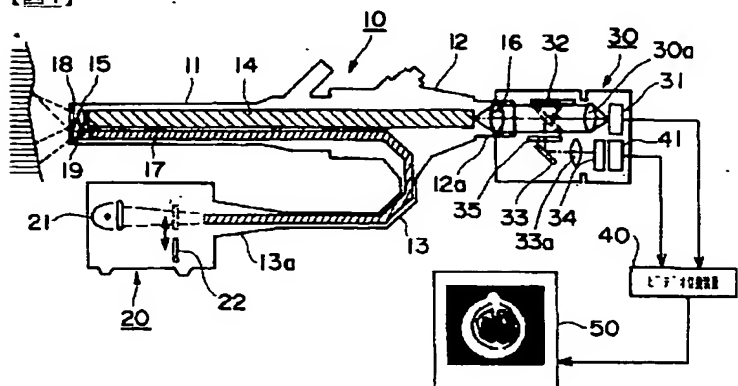
18 蛍光用フィルタ

22 励起光用フィルタ

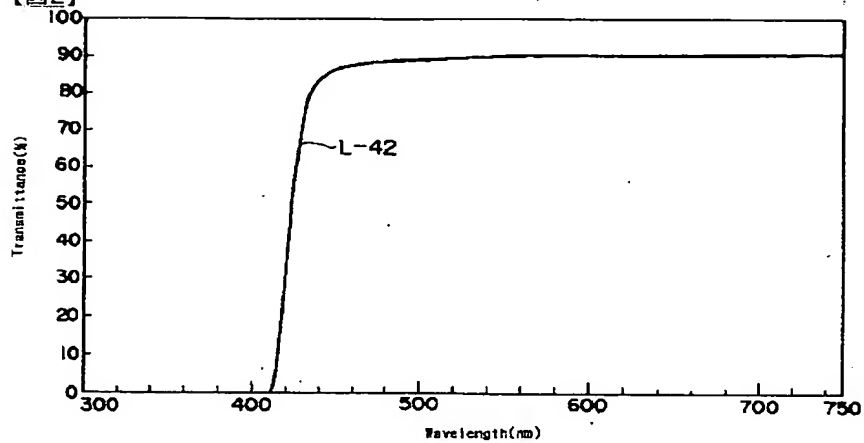
THIS PAGE BLANK (USPTO)

図面

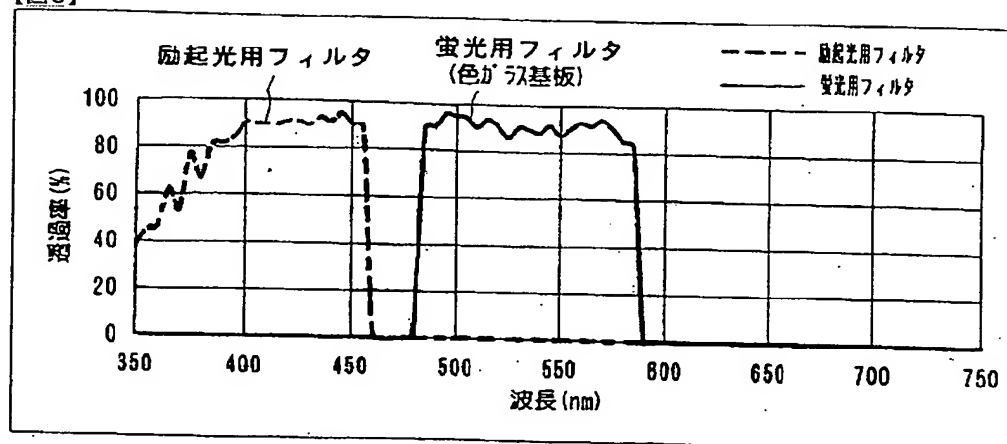
【図1】



【図2】

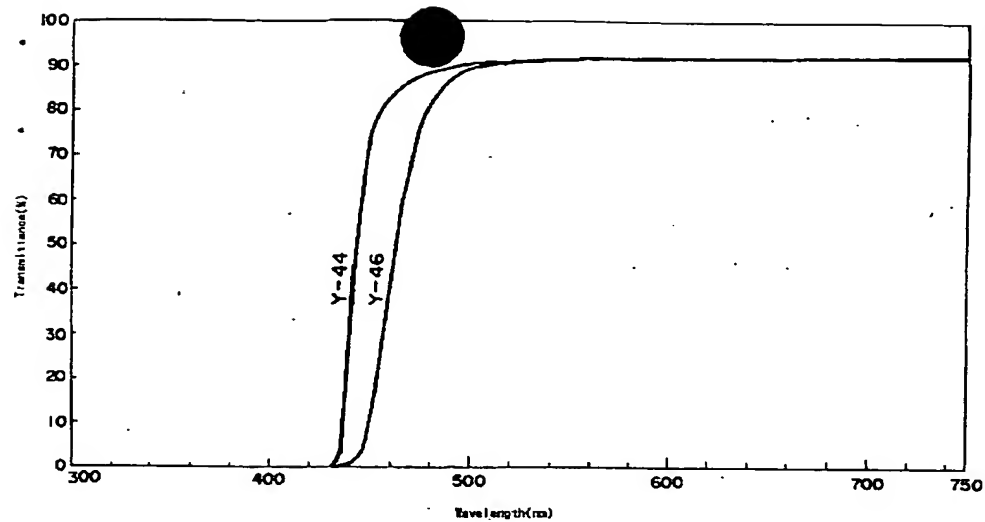


【図3】

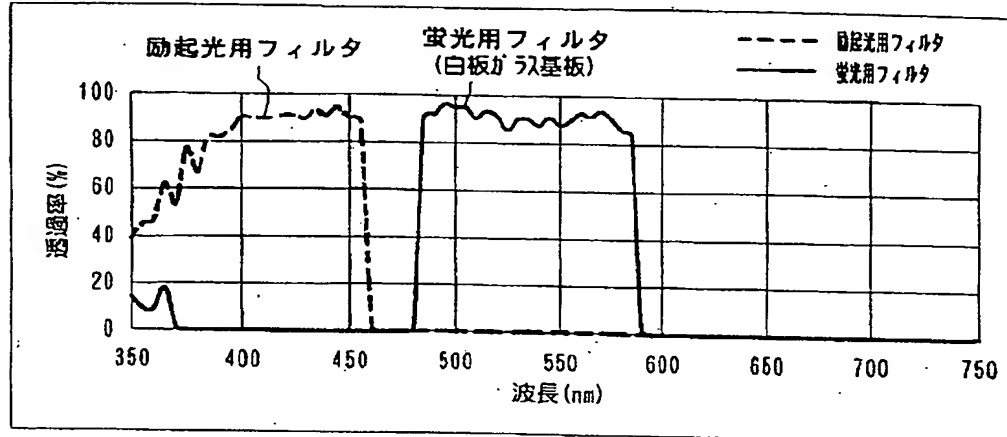


【図4】

THIS PAGE BLANK (USPTO)



【図5】



THIS PAGE BLANK (USPTO)